

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2004年3月25日 (25.03.2004)

PCT

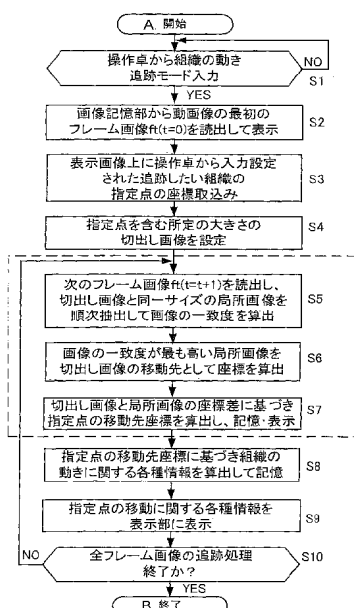
(10) 国際公開番号  
WO 2004/024003 A1

- (51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 8/08 (72) 発明者; および  
(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/011701 (75) 発明者/出願人 (米国についてののみ): 馬場 博隆  
(22) 国際出願日: 2003年9月12日 (12.09.2003) (BABA, Hiroataka) [JP/JP]; 〒277-0005 千葉県 柏市 柏  
(25) 国際出願の言語: 日本語 932-1 センチュリー 柏403 Chiba (JP). 森 修  
(26) 国際公開の言語: 日本語 (MORI, Osamu) [JP/JP]; 〒135-0053 東京都 江東区 辰  
巳1-7-1 東京ベイフット803 Tokyo (JP).  
(30) 優先権データ: (81) 指定国 (国内): CN, US.  
特願2002-266864 2002年9月12日 (12.09.2002) JP  
特願2002-267071 2002年9月12日 (12.09.2002) JP  
特願2003-311291 2003年9月3日 (03.09.2003) JP  
特願2003-311409 2003年9月3日 (03.09.2003) JP  
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社 日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都 千代田区 内神田一  
丁目1番14号 Tokyo (JP). 添付公開書類:  
— 国際調査報告書  
— 請求の範囲の補正の期限前の公開であり、補正書受  
領の際には再公開される。

[続葉有]

(54) Title: BIOLOGICAL TISSUE MOTION TRACE METHOD AND IMAGE DIAGNOSIS DEVICE USING THE TRACE METHOD

(54) 発明の名称: 生体組織の動き追跡方法、その追跡方法を用いた画像診断装置



A. START  
S1. INPUT TISSUE MOTION TRACE MODE VIA CONSOLE  
S2. READ OUT AND DISPLAY FIRST FRAME IMAGE  $f(t = 0)$  OF THE MOVING PICTURE FROM IMAGE STORAGE SECTION  
S3. ACQUIRE COORDINATES OF SPECIFIED POINT ON TISSUE TO BE TRACED WHICH HAS BEEN SET ON DISPLAY SCREEN VIA THE CONSOLE  
S4. SET CUT-OUT IMAGE OF PREDETERMINED SIZE INCLUDING THE SPECIFIED POINT  
S5. READ OUT THE NEXT FRAME IMAGE  $f(t = t + 1)$ , SUCCESSIVELY EXTRACT LOCAL IMAGE OF SAME SIZE AS THE CUT-OUT IMAGE, AND CALCULATE IMAGE SIMILARITY  
S6. CUT OUT LOCAL IMAGE HAVING THE HIGHEST IMAGE SIMILARITY AND CALCULATE COORDINATES AS MOVEMENT DESTINATION OF THE IMAGE  
S7. CALCULATE AND STORE/DISPLAY MOVEMENT DESTINATION COORDINATES OF THE SPECIFIED POINT ACCORDING TO THE COORDINATE DIFFERENCE BETWEEN THE CUT-OUT IMAGE AND THE LOCAL IMAGE  
S8. CALCULATE AND STORE VARIOUS INFORMATION ON THE TISSUE MOVEMENT ACCORDING TO THE MOVEMENT DESTINATION COORDINATES OF THE SPECIFIED POINT  
S9. DISPLAY VARIOUS INFORMATION ON THE MOVEMENT OF THE SPECIFIED POINT ON DISPLAY SECTION  
S10. ALL FRAME IMAGE TRACE PROCESSING COMPLETE?  
B. END

(57) Abstract: A motion of tissue can be quantitatively measured as follows. One-frame image of a moving picture obtained by imaging a tomogram of a sample is displayed (S2). A mark is superimposed on a specified position of the biological tissue to be traced in the displayed one-frame image (S3). A cut-out image of the size including the specified position is set as one-frame image (S4). Other frame images of the moving picture are searched to extract a local image of the same size as the cut-out image having the highest similarity with the cut-out image (S5, 6). The coordinates of the moving destination of the specified position are calculated according to the coordinate difference between the local image having the highest similarity and the cut-out image (S7).

[続葉有]

WO 2004/024003 A1



2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

---

(57) 要約: 被検体の断層像を撮影してなる動画像の一フレーム画像を表示し (S2)、表示された一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位にマークを重畳表示させ (S3)、その指定部位を含むサイズの切出し画像を一フレーム画像に設定するとともに (S4)、動画像の他のフレーム画像を検索して切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出し (S5、6)、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差に基づいて指定部位の移動先座標を求めることにより (S7)、組織の動きを定量的に計測する。

生体組織の動き追跡方法、その追跡方法を用いた画像診断装置

5 技術分野

本発明は、超音波診断画像、磁気共鳴画像又は X 線 CT 画像に適用される生体組織の動きの追跡方法、その追跡方法を用いた画像診断装置及びそのプログラムの技術に属する。

10 背景技術

超音波診断装置、磁気共鳴イメージング (MRI) 装置、及び X 線 CT 装置等の画像診断装置は、いずれも被検体の検査部位に係る断層像などをモニタに表示して診断に供するものである。例えば、心臓や血管等の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、それらを構成する生体組織（以下、組織と総称する）の動きを断層像により観察して、それら臓器等の機能を診断することが行なわれている。

特に、心臓などの機能を定量的に評価できれば、診断の精度が一層向上することが期待されている。例えば、従来、超音波診断装置により得られた画像から心壁の輪郭を抽出し、その心壁輪郭に基づいて心室等の面積、体積、それらの変化率等から心機能（心臓ポンプ機能）を評価したり、局所の壁運動を評価して診断することが試みられている。また、ドプラ信号等の計測信号に基づいて組織の変位を計測して、例えば局所的収縮又は弛緩の分布を撮像し、これに基づいて心室の運動が活性化している場所を正確に決定したり、あるいは収縮期の心臓壁の厚さを計測する等、定量的に測定する方法が提案されている（特表 2001-518342 号公報）。さらに、時々刻々変化する心房や心室の輪郭を抽出して、その輪郭を画像に重ねて表示するとともに、これに基づいて心室等の容量を求める技術が提案されている（米国特許第 5322067 号公報）。

しかしながら、上記の従来技術は、いずれも心臓の全体的な機能を評価するための手法にとどまり、心筋などの各組織の動きである組織動態を計測することについては配慮されていない。特に、心壁の輪郭を画像処理により抽出し、その輪

郭に基づいて心壁の厚みなどを計測する従来技術は、必ずしも十分な精度を得るまでには至っていない。また、心筋の動きにより心筋と関心領域との相対位置が変化して、心筋の全部又は一部が関心領域外に外れることがある。その結果、関心領域において計測された輝度、輝度平均、輝度変化という評価指標の信頼性が損なわれ、有効な評価指標にならないという問題がある。

そこで、本発明は、動画像上に組織の動きや、その軌跡を表示して組織動態を定量的に計測することを目的とする。

一般に、例えば、血栓等によって心筋に血が通わなくなると、心筋の動きが低下する等の因果関係があるといわれている。したがって、心室を構成する心筋の動きや厚みの変化など、心臓の各組織の動態を定量的に計測できれば、治療法などを決定する際の有効な診断情報を提供できる。例えば、虚血の程度がわかれば、冠動脈再生術などの心臓の治療法選択及び治療部位を特定する指標として有効である。また、弁輪部の動態を定量的に計測できれば、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つとして研究がなされている。このような組織動態を定量的に計測したい対象は、心臓に限らず、血管についても要望されている。つまり、頸動脈などの大血管壁の脈波を定量的に計測できれば、動脈硬化の診断に有効であるとされている。

#### 発明の開示

上記目的を達成するため、本発明は、被検体の断層像を撮像する撮像手段と、複数フレームの前記断層像からなる動画像を記憶する記憶部と、前記動画像を表示する表示部とを備えた画像診断装置において、前記断層像の所望の部位をマークにより指定する操作部と、前記所望の部位の画像情報から前記マークを前記動画像の前記所望の部位上で追跡させる追跡手段とを備えた。

そして前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一フレーム画像を前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に前記マークを重畳表示させる指令とを入力する手段を備えた。

前記追跡手段は、前記表示部に表示された前記一フレーム画像の前記マークの

位置に対応する前記指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段とを備えた。

前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の画像データの相関処理を行って画像の相関が最も高い局所画像を抽出した。

前記記憶部に記憶される前記動画像は超音波撮影法により撮影され、かつ前記記憶部に前記動画像に対応する RF 信号が記憶されてなり、前記移動追跡手段は、前記座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 RF 信号を抽出し、該抽出した複数の RF 信号の相互相関を取り、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正した。

また、被検体の断層像を撮影してなる動画像の一フレーム画像を表示する第 1 ステップと、該表示された前記一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に、マークを重畳表示させる指令を入力して前記指定部位を設定する第 2 ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一フレーム画像に設定する第 3 ステップと、前記動画像の他のフレーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第 4 ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第 5 ステップとを含み生体組織の動き追跡した。

#### 図面の簡単な説明

図 1 は、本発明の生体組織の動き追跡方法の一実施形態の処理手順を示す図である。図 2 は、図 1 の生体組織の動き追跡方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図 3 は、本発明の生体組織の動き追跡を、心臓の断層像に適用して説明するための図である。図 4 は、本発明に係るブロックマッチング法の一実施形態を説明する図であり、(a) は切出し画像の一例を、(b) は検索領域の一例を示す図である。図 5 は、本発明の追跡方法により計測された生体組織の

動きに関する計測情報の表示画像の例である。図 6 は、心壁を挟んで設定された 2 つの指定点の距離と、その距離の変化を計測してグラフにして表示した例である。図 7 は、心壁部に複数の指定点を設定し、それらの動きを追跡して得られる各種の移動情報を画像にして表示した例である。図 8 は、心筋内部の全体に渡って複数の指定点を設定して、それらの指定点の動きに基づいて計測した種々の情報の表示例である。図 9 は、心筋内壁に沿って複数の指定点を設定し、その動きの情報の表示画像例である。図 10 は、図 1 の処理手順を変形した本発明の実施形態 2 の追跡処理手順の図である。図 11 は、画像相関法による画像追跡処理を、具体例を用いて説明する図である。図 12 は、本発明を超音波診断装置に適用してなる一実施形態の画像診断装置のブロック図である。図 13 は、図 10 の画像相関法を改善した RF 信号補正法の処理手順を示す図である。図 14 は、RF 信号補正法を説明する図である。図 15 は、関心領域の追従制御方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図 16 は、本発明の関心領域の追従を、心臓の断層像に適用して説明するための図である。図 17 は、本発明の追従制御方法により関心領域の表示態様と計測された計測情報の表示画像の例である。図 18 は、本発明の追従制御方法により関心領域の表示態様と計測された計測情報の表示画像の例である。図 19 は、関心領域の表示態様例を示している。

発明を実施するための最良の形態

#### (実施の形態 1)

本発明の生体組織の動き追跡方法を適用してなる一実施の形態の画像診断装置について、図 1～図 4 を用いて説明する。図 1 は本実施形態の生体組織の動き追跡方法の手順を示し、図 2 は図 1 の生体組織の動き追跡方法を適用してなる画像診断装置のブロック構成図である。図 2 に示すように、画像診断装置は、被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される画像記憶部 1 と、動画像を表示可能な表示部 2 と、指令を入力する操作卓 3 と、表示部 2 に表示される動画像の生体組織の動きを追跡する自動追跡部 4 と、自動追跡部 4 の追跡結果に基づいて各種の計測情報を算出する動態情報算出部 5 と、これらを接続してなる信号伝送路 6 を含んで構成されている。画像記憶部 1 には、破線で示した診断画像撮像装置 7

から被検体の断層像を撮影してなる動画像がオンライン又はオフラインで格納されるようになっている。診断画像撮像装置 7 としては、超音波診断装置、磁気共鳴イメージング (MRI) 装置及び X 線 CT 装置等の診断装置が適用可能である。

5 操作卓 3 は、画像記憶部 1 に格納された動画像の一フレーム画像を表示部 2 に表示させる指令を入力可能に形成されている。また、その指令に応じて表示された一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に目印を重畳表示させる指令を入力可能に形成されている。

10 自動追跡部 4 は、画像診断装置全体を制御する制御手段 8 と、表示部 2 に表示された一フレーム画像の前記目印の位置に対応する指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段 9 と、画像記憶部 1 から動画像の他のフレーム画像を読み出して、切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段 10 と、一致度が最も高い局所画像と切出し画像の座標差を求める移動量演算手段 11 と、その座標差に基づいて指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段 12 とを備えて構成されている。また、動態情報算出部 5 は、自動追跡部 4 で求められた指定部位の移動先座標に基づいて、指定部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めるるとともに、これらの計測情報の変化を線図で表示部 2 に表示させる機能を有して構成されている。

20 次に、本実施の形態の画像診断装置の詳細な機能構成について、図 1 に示した処理手順に従って動作とともに説明する。まず、生体組織の動き追跡動作は、操作卓 3 から組織の動き追跡モードを選択する指令が入力されることによって開始する (S1)。自動追跡部 4 の制御手段 8 は、画像記憶部 1 から動画像の最初のフレーム画像  $f(t=0)$  を読み出して表示部 2 に表示させる (S2)。例えば、最初のフレーム画像  $f_0$  として図 3 に示す心臓の心室 21 の断層像が表示されたものとする。

25 図 3 において、操作者が動きを追跡したい生体組織の指定部位として、心筋 22 の特定の部位を選択したい場合、操作者は操作部 3 のマウスなどを操作してフレーム画像  $f_0$  に重ねて目印である指定点 23 を表示させる。そして、その指定点 23 を移動操作して所望の指定部位に重畳表示させて指定部位を入力設定する。なお、図 3 において、符号 24 は僧帽弁である。

指定点 23 が入力設定されると、制御手段 8 はフレーム画像 f0 上の指定点 23 の座標を取込み、切出し画像設定手段 9 に送る (S3)。切出し画像設定手段 9 は、図 4 (a) に示す様に、指定点 23 の画像を中心として、縦横  $2(A+1)$  画素 (但し A は自然数) のサイズの矩形領域を切出し画像 25 として設定する (S4)。ここで、切出し画像 25 のサイズは、指定点 23 の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域に設定することが好ましい。例えば、図 3 に示す様に、心筋 22 の境界を越える大きさの領域に設定する。これは、切出し画像 25 のサイズが小さすぎると一致する局所画像が多く出現し、真の移動先を特定できない場合が生じたり、逆に大きすぎるとフレーム画像 f0 の画像領域からはみ出して計測できない場合が生ずるからである。

切出し画像追跡手段 10 は、画像記憶部 1 から動画画像の次のフレーム画像 f1 を読み出し、切出し画像 25 と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する (S5)。この抽出処理は、いわゆるブロックマッチング法と称される画像相関法を適用する。この抽出処理をフレーム画像 f1 の全領域について行なうと、処理時間がかかり過ぎる。そこで、抽出処理時間を短縮するため、本実施の形態では、フレーム画像 f1 よりも十分に小さい、図 4 (b) に示す検索領域 26 について行なうようにしている。つまり、検索領域 26 は、切出し画像 25 に対して上下左右に一定の振り幅の画素数 B を付加した矩形領域とする。この画素数 B は、指定部位に係る組織の移動量よりも大きく、例えば 3~10 画素に設定する。これは、心臓などの循環器系の動く範囲は、通常の視野において、狭い領域に限られるからである。このようにして、検索領域 26 内の同一サイズの局所画像 27 を順次ずらして切出し画像 25 との画像の一致度を求める。

次に、検索した複数の局所画像 27 の内で画像の一致度が最も高い局所画像 27max を抽出し、局所画像 27max を切出し画像 25 の移動先とし、局所画像 27max の座標を求める (S6)。これらの画像の座標は、中心画素の座標、あるいは矩形領域の何れかの角の座標で代表する。そして、局所画像 27max と切出し画像 25 の座標差を求め、これに基づいて指定点 23 の移動先座標を求めて記憶するとともに、表示部 2 のフレーム画像 f1 に重ねて表示する (S7)。なお、局所画像 27max と切出し画像 25 における指定点 23 の相対位置は変化しないもの



として扱っている。

動態情報算出部 5 は、S7 で求められた指定点 23 の移動先座標をに基づいて、指定点 23 の動き、つまり指定部位の組織の動きに関する各種の計測情報を算出する (S8) 。すなわち、移動前後の指定部位の座標に基づいて、移動方向及び移動量を定量的に計測することができる。また、指定部位の移動量、移動速度、移動方向等の動きに関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。

このようにして求めた計測情報に基づいて、さらに動態情報算出部 5 は、指定点 23 の移動に関する各種の計測情報、及びその変化をグラフで表示部に表示させる (S9) 。これにより、観者は、指定部位の動きを容易に観察することができる。

次に、ステップ S10 に進み、動画像の全てのフレーム画像について指定点 23 の追跡が終了したか否か判断し、未処理のフレーム画像があれば、ステップ S5 に戻って S5～S10 の処理を繰り返す。全てのフレーム画像について指定点 23 の追跡が終了した場合は、追跡処理動作を終了する。

上述したように、本実施の形態によれば、画像相関法を適用することにより、指定点 23 の移動先の座標を順次求めることができるから、指定部位の動きを定量的に、かつ精度よく簡単に計測することができるから、診断の情報を的確に提供することができる。

ここで、上記実施の形態を用いて、生体組織の指定部位の動きを計測してなる具体例について図 5～図 9 を用いて説明する。図 5 は、図 3 に示した指定点 23 の動きに関する計測情報を表示部 2 に表示した画像例であり、同図 (a) は指定点 23 の移動状態を把握できるよう、指定点 23 の移動軌跡を破線で動画像に重ねて表示する例である。この表示例より、その指定点 23 が 1 心拍中に動いた軌跡、移動領域を視覚的に観察することができる。同図 (b) 、 (c) は、それぞれ指定点 23 の移動量の時間変化と移動速度が表示されている。この表示例より、その指定点 23 が 1 心拍中に動いた移動量及び移動速度を視覚的に観察することができ、1 心拍のうち拡張部及び収縮部の変化を認識することができる。また、同図 (d) 、 (e) は、指定点 23 の移動軌跡を動画像に重ねて表示する別の例であり、同図 (d) は直前の数フレーム画像分の軌跡を表示しており、過去の動きと現在

の動きの比較を行うことにより、複心拍中にどのような動きをしているのかを観察することができる。同図 (e) は過去の追跡開始点から現在の指定点を直線で結び、移動軌跡を実線で表示しており、複心拍分の移動量を観察することができる。

また同図を用途に応じて組み合わせる表示し、心筋の各点の動きを様々なバリエーションで認識することにより、所望の検査に対応させることができる。

一方、図 6 は、心筋 22 の心壁を挟んで 2 つの指定点 23 を設定し、2 つの指定点 23 間の距離と、その距離の変化を計測し、それらをグラフにして表示部 2 に表示した例である。これにより、心筋の厚み及び厚み変化を定量的に把握することができる。また、心筋の厚みの変化率を算出して表示することもできる。この変化率は、変化前の心筋の厚みに対する変化前後の心筋の厚みの変化量を、百分率で表すことができる。これらの場合において、それらの心臓に係る計測値のグラフと、ECG 波形、心音波形、などの情報を表示部 2 に時間軸に関連させて表示することにより、一層診断の精度を向上できる。つまり、心筋動態の追跡や心筋厚の変化を定量的に追跡できることから、虚血性心疾患において虚血部位を特定することが可能になる。また、心筋動態を定量化できるから、虚血の程度がわかり、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位特定の指標にできる。さらに、弁輪部 24 に指定点 23 を設定して、その動きを追跡すれば、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つことが期待できる。

図 7 は、心筋 22 の壁部に複数 (図示例は、9 点) の指定点 23a~23i を設定し、それらの動きを追跡し、その移動情報に基づいて同図 (a) ~ (f) の表示を行なった例である。同図 (a) は、各指定点 23a~23i の移動方向を求め、心壁の移動方向の基準点を重心とし、その重心に向かう方向とその反対方向の色を代えて、その時間変化を画像表示した例である。例えば、重心に向かう方向を赤とし、その反対方向を青として画像表示する。この場合、移動速度に応じて輝度変調をかけられることもできる。この表示例より、心筋の動きを画像の色表示により把握することができる。同図 (b) は、各指定点 23a~23i の移動量に応じて、それらの点を結ぶ線の太さを変えて表示した例である。各指定点間の距離が短くなるものを太く、距離が長くなるものを細く表示する。例えば最初の長さとの長さから歪量を数値化し、その数値により線の太さを決定する。この表示例より、心筋の動

きを各指定点を結ぶ線の太さにより把握することができる。同図 (c) は、数フレーム画像前からの各指定点 23a~23i の移動軌跡を表示した例であり、数フレーム間で指定点が動いた方向と移動量をベクトル表示する。この表示例より、数フレーム分移動した指定点の動きを把握することができる。同図 (d) は、各指定点 23a~23i を線で結ぶと共に、それらの点の移動量を表示した例である。この表示例で全体像を表示することより、どの部位がどれだけ移動したのか、伸縮移動変化の程度を 3 次元的に把握することができる。同図 (e) は、同図 (c) に示すように各指定点 23a~23i で囲まれたそれぞれ 4 辺形の面積の変化を表示した例であり、そして同図 (f) はその合計面積の時間変化をグラフにして表示した例である。この表示例で 4 辺の面積の変化を表示することにより、心筋の拡張或いは伸縮を把握することができる。また同図を用途に応じて組み合わせて表示し、心筋の各領域の動きを様々なバリエーションで認識することにより、所望の検査に対応させることができる。

図 8 は、心筋 22 の内部の全体に渡って複数の指定点 23 を設定した例であり、同図 (a) は心筋 22 の厚み方向の変位合計をグラフ化したものである。なお厚み方向とは心筋が動く伸縮方向のことである。複数の指定点 23 を心筋内部に全体的に設定し、その変位の合計をグラフ表示することにより、全体的に心筋がどのような動きをしているのかを把握することができる。同図 (b) は、心筋の長さ方向の変位合計をグラフ化したものである。長さ方向変位合計をグラフ化することにより、特に画像を見ても心筋が縮んでいるのか、伸びているのかを視覚的に判断し難いとき、このグラフから伸縮状況を把握することができる。同図 (c) は、心筋 22 の長さ方向に縮むのをプラスとし、厚み方向に膨れる方向をプラスとして変位合計をグラフ化して表示した例である。この例は同図 (b) の変形例であり、それと同様の効果を得る。同図 (d) は複数の指定点 23 で囲まれた領域の面積変化の合計をグラフ化した例である。この表示例より、全体領域の面積変化を把握することができる。また同図を用途に応じて組み合わせて表示し、心筋の全体の動きを様々なバリエーションで認識することにより、所望の検査に対応させることができる。

図 9 は、心筋 22 の内壁に沿って複数の指定点 23 を設定し、同図 (a) は、各

指定点 23 が、各指定点により囲まれた領域（心室内）の重心に向かう方向を例えば「赤」で表示し、離れる方向を例えば「青」で表示し、その移動速度によって輝度変調して表示した例である。また、同図（b）は、指定点 23 で囲まれた領域の面積の時間変化をグラフ化したものである。これによれば、心室の容積変化などの動態情報（動きの情報）を定量的に、かつ精度よく計測することができる。

（実施の形態 2）

図 1 の実施の形態では、1 つのフレーム画像についての指定点の追跡が終了する度に（S7）、その指定点の移動に基づいて組織の動きに関する各種情報を算出するとともに（S8）、それらの情報を表示部に表示する（S9）ようにした例を説明した。本発明はこれに限らず、図 10 に示すように、図 1 のステップ S10 をステップ S7 の後に配置し、全てのフレーム画像についての指定点の追跡が終了した後、ステップ S8、9 の処理を実行するようにしてもよい。

ここで、画像相関法による画像追跡処理の具体例を図 11 を用いて説明する。図示例は、説明を簡単にするために、切出し画像 25 のサイズを矩形の 9 画素領域とし、検索領域 26 についても矩形の 25 画素領域として説明する。つまり、同図（a）に示す切出し画像 25 は、指定点 23 の画素を中心として  $A=1$  画素に設定した例であり、同図（b）に示す検索領域 26 は  $B=1$  画素に設定した例である。これによれば、同図（b）に示す様に、9 個の局所領域 27 について相関値を求め、相関が最も大きい位置が移動先座標に相当することになる。

（実施の形態 3）

本実施の形態は、超音波撮影法により撮影して得られる動画像による生体組織の追跡処理に適用できるものである。特に、動画像に対応する RF 信号を記憶しておき、画像相関法により求めた画像の一致度が最も高い局所画像の位置を、RF 信号を用いて補正することにより、生体組織の動きを追跡して得られる計測値の変化を滑らかなものとするにある。

図 12 に、特に診断画像撮像装置 7 を超音波診断装置 17 にしたものを示す。超音波診断装置とは被検体内に超音波を送信し、被検体内の組織で反射した超音波信号を受信して受信信号を処理し、この受信信号に基づく被検体内の超音波画像を表示することにより被検体の疾患等の診断をする装置である。この超音波診断

## 1 1

装置 17 から動画像、及びその動画像の再構成に用いた RF 信号（超音波エコー信号を受信処理した信号）が、それぞれオンライン又は記録媒体を介して画像記憶部 1 及び RF 信号記憶部 18 に格納されるようになっている。RF 信号記憶部 18 は、信号伝送路 6 を介して自動追跡部 4 に接続されている。また、自動追跡部 4 には超音波エコー信号特有の画面上のザラつきがあるノイズを RF 信号の位相と振幅を検出し適応制御により位相を補正して除去し、正確な追跡を行うための移動量補正部 13 が設けられている。

図 13 に、本実施の形態の主要部の処理手順を示す。本実施の形態の追跡処理の基本は、図 10 のステップ S6 で求めた切出し画像の移動先座標を取込み、指定点 23 の移動先座標を算出する (S21)。次に、切出し画像 25 の指定点 23 の座標と、一致度が最も高い局所画像 27max の指定点 23 の座標の周辺の画像に係る RF 信号を RF 信号記憶部 18 から抽出する (S22)。つまり、移動前後の指定点 23 の周辺画像の RF 信号を抽出する。そして、移動前後の RF 信号の相互相関をとり、その相関値を求める (S23)。この場合、まず、移動前後の何れかの RF 信号を画像相関法で求めた移動量（画素数）に対応する分だけ時間軸をずらし、両者の相互相関（例えば、積和演算）をとりながら、移動前後の何れかの RF 信号をずらす。そして、求めた相互相関値が最大値となるずれ量  $\tau$  が、RF 信号による移動量の補正值として求められる (S24)。そして、先に画像相関法で求めた指定点の移動量に、RF 信号を用いて求めた指定点の移動量の補正值を加算して、指定点の移動量を補正する (S25)。

ここで、移動前後の RF 信号の相互相関値の最大値が、指定点の移動量の相関すること、及びそれにより指定点の移動量を補正することにより、位置の計測精度が向上する理由を図 14 を用いて説明する。なお、図 14 (a) においては、移動前の指定点周辺の RF 信号 41 と、移動後の指定点周辺の RF 信号 42 の時間軸を、画像相関法で求めた移動量に基づいてずらした状態で示している。そして、例えば、RF 信号 41 の時間軸を正負何れかの方向にずらしながら RF 信号 42 との相互相関を計算すると、同図 (b) に示す最大値を示す相互相関値 43 が得られる。この RF 信号 41 と RF 信号 42 のずらした位相差を  $\tau$  とすると、この移動量  $\tau$  が画像相関法の移動量に加えて補正すべき移動量に相当する。これにより、画像相関

法の移動量の計測精度を向上できる。

以上説明したように、本発明の 1～3 の実施の形態によれば、次のような効果が得られる。

5 心臓の各部の動きを定量的に計測することができることから、例えば心筋動態追跡あるいは心筋厚の変化を定量的に計測することにより、虚血性心疾患において例えば虚血部位を特定することができる。また、心筋動態を定量化できるから、虚血の程度がわかり、冠動脈再生術などの治療法選択および治療部位を特定する際の指標にできる。また、弁輪部の動きを定量的に追跡することにより、高血圧性心肥大などの心疾患において、心機能全体を評価するのに役立つことができる。

10 (実施の形態 4)

本発明の関心領域の追従制御方法を適用してなる一実施の形態の画像診断装置について、図 15 を用いて説明する。この画像診断装置は、実施の形態 1 のように被検体の断層像を撮影してなる動画像が格納される画像記憶部 1 と、動画像を表示可能な表示部 2 と、関心領域を画成する指令を入力する操作卓 3 と、表示部 15 2 に表示される動画像の生体組織の動きに関心領域を追従させる自動追従部 4 と、自動追従部 4 により追従させる関心領域の各種の計測情報例えば画素の輝度、輝度平均、輝度変化を算出する関心領域計測情報算出部 15 と、これらを接続してなる信号伝送路 6 を含んで構成されている。

自動追従部 4 は、その基準点の移動先座標に基づいて求められた関心領域を動 20 画像の他のフレーム画像に重ねて表示する表示制御手段 14 とを備えている。関心領域計測情報算出部 15 は、自動追従部 4 により移動された関心領域において、計測情報例えば関心領域内の画素値に基づいて輝度、輝度平均、輝度変化等を定量的に求めるとともに、これらの計測情報を線図で表示部 2 に表示させる機能を有して構成されている。なお画像記憶部 1、表示部 2、操作卓 3、自動追従部 4、 25 信号伝送路 6 等は、実施の形態 1 で説明したものと同様である。

次に、本実施の形態の画像診断装置の詳細な機能構成について、動作を説明する。まず、関心領域の追従制御方法は、操作卓 3 から組織の動き追従モードを選択する指令が入力されることによって開始する。自動追従部 4 の制御手段 8 は、画像記憶部 1 から動画像の最初のフレーム画像  $f(t=0)$  を読み出して表示部 2 に表

## 1 3

示させる。例えば、最初のフレーム画像 f0 として図 16 に示す心臓の心室 51 の断層像が表示されたものとする。図 16 において、操作者が観察したい生体組織の関心領域 53 として、心筋 52 の特定の範囲を選択する。このとき、操作者は操作部 3 のマウスなどを操作してフレーム画像 f0 上に例えば円形、矩形、楕円形の関心領域 53 を描出する指令を入力する。その指令に基づいて表示された一フレーム画像において生体組織の関心領域する目印（マーク）を重畳表示する。そして、画像上の関心領域に対応する基準点 53a を定める。このとき、基準点 53a として、関心領域の重心、中心、又は目印上の少なくとも 1 点、又は複数点、あるいは関心領域から所定の距離を離れた点等を手動設定又は自動設定させる。なお、図 16 において、符号 54 は僧帽弁である。

関心領域 53 の基準点 53a が設定されると、制御手段 8 はフレーム画像 f0 上の基準点 53a の座標を取込み、切出し画像設定手段 9 に送る。

そして、実施の形態 1 のように画像相関法により基準点の移動量を求め、基準点 53a の移動先座標に基づいて移動された関心領域 53 において、各種の計測情報例えば関心領域 53 内の画素値の輝度、輝度平均、輝度変化を関心領域計測情報算出部 15 により算出させる。すなわち、移動前後の関心領域 53 内の輝度平均に計測させることにより、動きを伴う心筋内の血流量を正確かつ定量的に計測することができる。また、診断画像上の関心領域内の画素値から、輝度、輝度平均、輝度変化等に関する物理量である計測情報を定量的に求めることができる。

このようにして求めた計測情報に基づいて、さらに関心領域計測情報算出部 15 は、関心領域 53 内の画素値の輝度、輝度平均、輝度変化等をグラフで表示部 2 に表示させる。これにより、観者は、関心領域 53 内の生体組織例えば心筋に流れる血流量を視覚的かつ定量的に把握することができる。

上述したように、本実施の形態によれば、画像相関法を適用することにより、生体組織の動きに関心領域 53 の基準点 53a の移動先の座標を順次求めることができるから、関心領域 53 を生体組織の動きに追従させて表示することができる。その結果、診断画像上の関心領域 53 の目印と生体組織との相対位置が変化することを回避できるから、計測すべき生体組織を確実に関心領域 53 の目印内に確実に位置させることができるので、関心領域 53 において計測される評価指標の

信頼性が向上する。

ここで上記実施形態を用いて、生体組織の指定部位の動きを計測してなる具体例について図 17～図 19 を用いて説明する。図 17 (a) は図 16 に示した関心領域 53 を心筋の画像に 1 つ重畳表示させた画像例であり、同図 (b) は被検体に造影剤を投与した後、診断画像上の関心領域 53 内の画素値に基づいて輝度平均差をグラフで表した画像例である。グラフの横軸は時間を、縦軸は輝度平均差を表しており、輝度平均差の算出方法は、時間輝度曲線など公知の方法を用いている。このグラフを参照することにより、関心領域 53 内の心筋内の血流量を視覚的かつ定量的に把握することができ、心筋梗塞などの診断を的確に行うことができる。

一方、図 18 (a) は図 16 に示した関心領域 53 を心筋 52 の心壁を挟んで 2 つ重畳表示させた画像例であり、同図 (b) は被検体に造影剤を投与した後、関心領域 53 内の画素値に基づいて輝度平均差をそれぞれグラフで表した画像例である。グラフの横軸は時間を、縦軸は輝度平均差を現しており、輝度平均差の算出方法は、時間輝度曲線など公知の方法を用いている。このグラフを参照することにより、例えば心筋内の血流量を他の部位の血流量と比較することで相対的に把握することができるので、心筋梗塞の発症場所などを的確に把握できる可能性が高まる。この場合において、それらの心臓に係る計測値のグラフと、ECG 波形、心音波形、などの情報を表示部 2 に時間軸に関連させて表示することも好ましい。これにより、心機能に対比しながら心筋の血流量を把握することができる。

また、図 19 は、関心領域の表示態様例を示している。同図 (a) は楕円形の枠体で関心領域 53A を画成した表示態様例である。この例により、楕円形の関心領域 53A に追従して基準点 53a を認識させることができる。同図 (b) は円形の枠体で関心領域 53B を画成した表示態様例である。この例により、円形の関心領域 53B に追従して基準点 53a を認識させることができる。また同図 (c) は矩形の枠体で関心領域 53C を画成した表示態様例である。この例により、矩形の関心領域 53C に追従して基準点 53a を認識させることができる。さらに同図 (d) は対向する 2 本の線体により関心領域 53D を画成した表示態様例である。この例により、対向する 2 本の関心領域 53D に追従して基準点 53a を認識させることができる。これらの関心領域 53A～53D は、それぞれ操作卓 3 のマウス等からの指令



に基づいて表示部 2 に重畳表示させる。この場合において、目印の表示態様はこれらに限られるものではなく、任意の表示態様を設定することができる。

本発明の実施の形態 4 によれば、診断画像上の関心領域を生体組織に動きに精度よく追従させることができるので、生体組織の動きにより生体組織と関心領域との相対位置が変化することを回避できる。すなわち、動きを伴う生体組織を関心領域内に常に位置させることができ、その関心領域において計測される計測情報の信頼性が向上する。

例えば、心筋内の血流量を観察する場合、被検体に造影剤を投与した後、心筋内に関心領域を設定して、その関心領域の目印内の画素値から評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等を計測し、計測した評価指標に基づいて心筋内の血流量を把握することにより心筋梗塞等の診断を行うことが行われる。この場合、本発明によれば、関心領域が常に心筋の動きに追従して移動するため確実に関心領域の目印内の画素値から評価指標である輝度、輝度平均、輝度変化等を求めることができ、評価指標の信頼性を向上させることができる。その評価指標に基づいて心筋の血流量を定量的に把握することにより、心筋梗塞の発症場所や症状の程度などを正確かつ的確に診断できる可能性が高まる。さらに、これらの計測情報を線図で表示部に表示させることにより、計測情報を視覚的に把握することができるため、容易に診断を行うことが可能となる。

また、本発明は、心臓の各部位の動きを計測することに限らず、生体組織の動きを観察したい部位であれば、どのような部位の生体組織にも適用できることは明らかである。例えば、頸動脈などの大血管壁の脈波計測に適用できる。この場合、血管壁の長手方向に複数の指定部位を設定し、それらの指定部位の移動量を定量的に計測して比較することにより、動脈硬化の程度がわかる。

また、上述の実施の形態は、オフラインで行なう例について説明したが、ブロックマッチング法の処理に係る速度を向上すれば、オンラインあるいはリアルタイムの動画像にも適用できる。

また、上述の実施の形態は、2 次元の断層像を例に説明したが、3 次元断層像にも適用できることはいうまでもない。

また、画像相関法は、切出し画像と局所画像の対応する画像の一致度を算出す

る方法であれば公知の技術を用いることができる。例えば、一般に知られている切出し画像と局所画像の対応する画素ごとに画素値の積を求め、その絶対値の総和をもって相関値とする 2 次元相互相関法、切出し画像と局所画像の各画素値の平均値を画素ごとの画素値から引き、その積を求め、その絶対値の総和をもって相関値とする 2 次元正規化相互相関法、画素ごとに画素値の差の絶対値を求め、その絶対値の総和をもって相関値とする SAD 法、画素ごとの画素値の差の二乗値を求め、その二乗値の総和をもって相関値とする SSD 法などを適用できる。

このとき、相関最大である局所画像を選ぶためには 2 次元相互相関法と 2 次元正規化相互相関法では相関値が最大の、また、SAD 法、SSD 法では相関値が最小の局所画像を画像の一致度が最も高い局所画像とすればよい。この相関最大（相関値が最大又は最小）である局所画像を選び出すことに画像相関法の特徴がある。

以上述べたように、本発明によれば、断層像を用いて組織の動きを定量的に計測することができる。また、組織の動きに関する種々の情報を定量的に計測することができる。さらに組織の動きの軌跡を画像上に表示することができる。

## 請 求 の 範 囲

1. 被検体の断層像を撮像する撮像手段と、複数フレームの前記断層像からなる動画像を記憶する記憶部と、前記動画像を表示する表示部とを備えた  
5 画像診断装置において、前記断層像の所望の部位をマークにより指定する操作部と、前記所望の部位の画像情報から前記マークを前記動画像の前記所望の部位上で追跡させる追跡手段とを備えることを特徴とする画像診断装置。
2. 前記操作部は、前記記憶部に格納された前記動画像の一フレーム画像を  
10 前記表示部に表示させる指令と、該指令に応じて表示された前記一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に前記マークを重畳表示させる指令とを入力する手段を備えることを特徴とする請求項1記載の画像診断装置。
3. 前記追跡手段は、前記表示部に表示された前記一フレーム画像の前記マ  
15 ークの位置に対応する前記指定部位を含むサイズの切出し画像を設定する切出し画像設定手段と、前記記憶部から前記動画像の他のフレーム画像を読み出して、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する切出し画像追跡手段と、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求める移動量演算手段と、該座標差に基づいて  
20 前記指定部位の移動先座標を求める移動追跡手段とを備えることを特徴とする請求項2記載の画像診断装置。
4. 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像と前記局所画像の画像データの相関処理を行って画像の相関が最も高い局所画像を抽出することを特徴とする請求項3に記載の画像診断装置。
- 25 5. 前記記憶部に記憶される前記動画像は超音波撮影法により撮影され、かつ前記記憶部に前記動画像に対応する RF 信号が記憶されてなり、前記移動追跡手段は、前記座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記 RF 信号を抽出し、該抽出した複数の RF 信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前

記移動先座標を補正することを特徴とする請求項1に記載の画像診断装置。

6. 前記切出し画像追跡手段は、前記抽出された局所画像を前記切出し画像として前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して繰り返し実行して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を順次抽出し、前記移動量演算手段と前記移動追跡手段は、順次抽出される一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差を求め、求めた座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求めることを特徴とする請求項3記載の画像診断装置。
7. 前記切出し画像追跡手段は、前記切出し画像よりも設定画素数が大きい領域に設定される検索範囲について、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索を行なうことを特徴とする請求項3記載の画像診断装置。
8. 前記追跡手段は、前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、前記動画像に重ねて前記マークの移動軌跡を表示することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の画像診断装置。
9. 前記追跡手段は、前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも1つを求めて、その変化を線図で前記表示部に表示することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の画像診断装置。
10. 前記追跡手段は、前記操作部から入力設定される少なくとも2つの前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該2つの指定部位の距離と、その距離の変化と、その距離の変化速度と、その距離の変化率の少なくとも1つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の画像診断装置。
11. 前記追跡手段は、前記操作部から心筋を挟んで入力設定される少なくとも2つの前記指定部位に基づいて、心筋の厚み、厚み変化、厚み変化速度、厚み変化率の少なくとも1つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項1乃至3のいずれかに記載の画像診断装置。
12. 前記追跡手段は、前記操作部から入力設定される心室の内壁に沿った複

数の前記指定部位の移動先を求め、該複数の指定部位を結ぶ直線又は該直線の近似曲線に基づいて心室の容積及び該容積の変化を求めて前記表示部に表示することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の画像診断装置。

- 5      13.      前記断層像に関心領域を指定する操作部と、前記関心領域の少なくとも一部に対応する前記断層像の画像部位を抽出し、該画像部位の動きを追跡して前記関心領域の表示位置を移動させる追従手段を備えることを特徴とする請求項 1 記載の画像診断装置。
- 10      14.      前記追従手段は、前記関心領域に 1 又は複数の基準点を設定し、該基準点に対応する 1 又は複数の画像部位を抽出して該画像部位の動きを追跡する追従手段と、前記画像部位に対応する前記基準点の動きに合わせて前記表示部に表示される前記関心領域を追従表示させる制御手段とを備えて成る請求項 13 に記載の画像診断装置。
- 15      15.      前記移動前の関心領域と、前記移動後の関心領域の少なくとも一方の領域内の画素値から前記生体組織に関する情報を計測し、その計測情報の変化を線図で前記表示部に表示する計測情報算出部を備えたことを特徴とする請求項 13 に記載の画像診断装置。
- 20      16.      前記計測情報は、輝度と、輝度平均と、輝度変化の少なくとも 1 つであることを特徴とする請求項 15 に記載の画像診断装置。
- 20      17.      前記計測情報算出部は、前記操作部から入力設定される少なくとも 2 つの前記関心領域の移動先座標を記憶しておき、該 2 つの関心領域において輝度、輝度平均、輝度変化の少なくとも 1 つを算出して、その線図を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 15 乃至 16 のいずれかに記載の画像診断装置。
- 25      18.      被検体の断層像を撮影してなる動画像の一フレーム画像を表示する第 1 ステップと、該表示された前記一フレーム画像において動きを追跡したい生体組織の指定部位に、マークを重畳表示させる指令を入力して前記指定部位を設定する第 2 ステップと、前記指定部位を含むサイズの切出し画像を前記一フレーム画像に設定する第 3 ステップと、前記動画像の他のフレ

ーム画像を検索して前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する第4ステップと、該一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求める第5ステップとを含んでなる生体組織の動き追跡方法。

- 5      19.      前記第4ステップは、前記切出し画像と前記局所画像の画像データの相関処理を行って画像の相関が最も高い局所画像を抽出することを特徴とする請求項18に記載の生体組織の動き追跡方法。
- 10      20.      前記動画像を超音波撮影法により撮影し、かつ該動画像に対応するRF信号を記憶しておき、前記第4ステップは、前記一致度が最も高い局所画像と前記切出し画像の座標差に基づいて前記指定部位の移動先座標を求め、該移動先座標の周辺に対応する複数の前記RF信号を抽出し、該抽出した複数のRF信号の相互相関をとり、該相互相関の最大値の位置に応じて前記移動先座標を補正することを特徴とする請求項18に記載の生体組織の動き追跡方法。
- 15      21.      前記抽出された局所画像を前記切出し画像とし、前記動画像のさらに他のフレーム画像に対して前記第4ステップと前記第5ステップを繰り返して実行して、前記指定部位の移動先座標を順次求めることを特徴とする請求項18乃至20のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
- 20      22.      前記切出し画像のサイズは、前記指定部位の生体組織とは異なる生体組織を含む大きさの領域であることを特徴とする請求項18乃至20のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
- 25      23.      前記第4ステップにおいて、前記切出し画像と画像の一致度が最も高い同一サイズの局所画像を抽出する検索範囲は、前記切出し画像よりも設定画素数大きい領域に設定されることを特徴とする請求項18乃至20のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
24.      前記指定部位の移動先に前記動画像に重ねて前記マークを表示することを特徴とする請求項18乃至20のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
25.      前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、前記動画像に重ねて前記マ

ークの移動軌跡を表示することを特徴とする請求項 24 に記載の生体組織の動き追跡方法。

26. 前記指定部位の移動先座標を記憶しておき、該指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも 1 つを求める第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 18 乃至 20 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
27. 前記指定部位の移動量、移動速度、移動方向の少なくとも 1 つの変化を線図で表示することを特徴とする請求項 26 に記載の生体組織の動き追跡方法。
28. 前記指定部位を心筋の心壁に複数設定し、各指定部位の移動方向を求め、移動方向の基準点を重心とし該重心に向かう方向とその反対方向の色を代えて、その時間変化を画像表示することを特徴とする請求項 18 乃至 20 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
29. 前記移動速度に応じて輝度変調をかけることを特徴とする請求項 27 に記載の生体組織の動き追跡方法。
30. 前記指定部位を少なくとも 2 つ設定し、該 2 つの指定部位の移動先座標を記憶しておき、該 2 つの指定部位の距離と、その距離の変化と、その距離の変化速度と、その距離の変化率の少なくとも 1 つを算出する第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 18 乃至 20 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
31. 前記指定部位を心筋を挟んで少なくとも 2 つ設定し、心筋の厚み、厚み変化、厚み変化速度、厚み変化率の少なくとも 1 つを算出する第 6 ステップを含むことを特徴とする請求項 18 乃至 20 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
32. 前記指定部位を心室の内壁に沿って複数し、該複数の指定部位を結ぶ直線又は該直線の近似曲線に基づいて心室の容積及び該容積の変化を求めることを特徴とする請求項 18 乃至 20 のいずれかに記載の生体組織の動き追跡方法。
33. 第 2 ステップには、該表示された前記一フレーム画像の生体組織に関心領域を規定するマークを重ねて表示させる指令を入力することと、第 3 ス

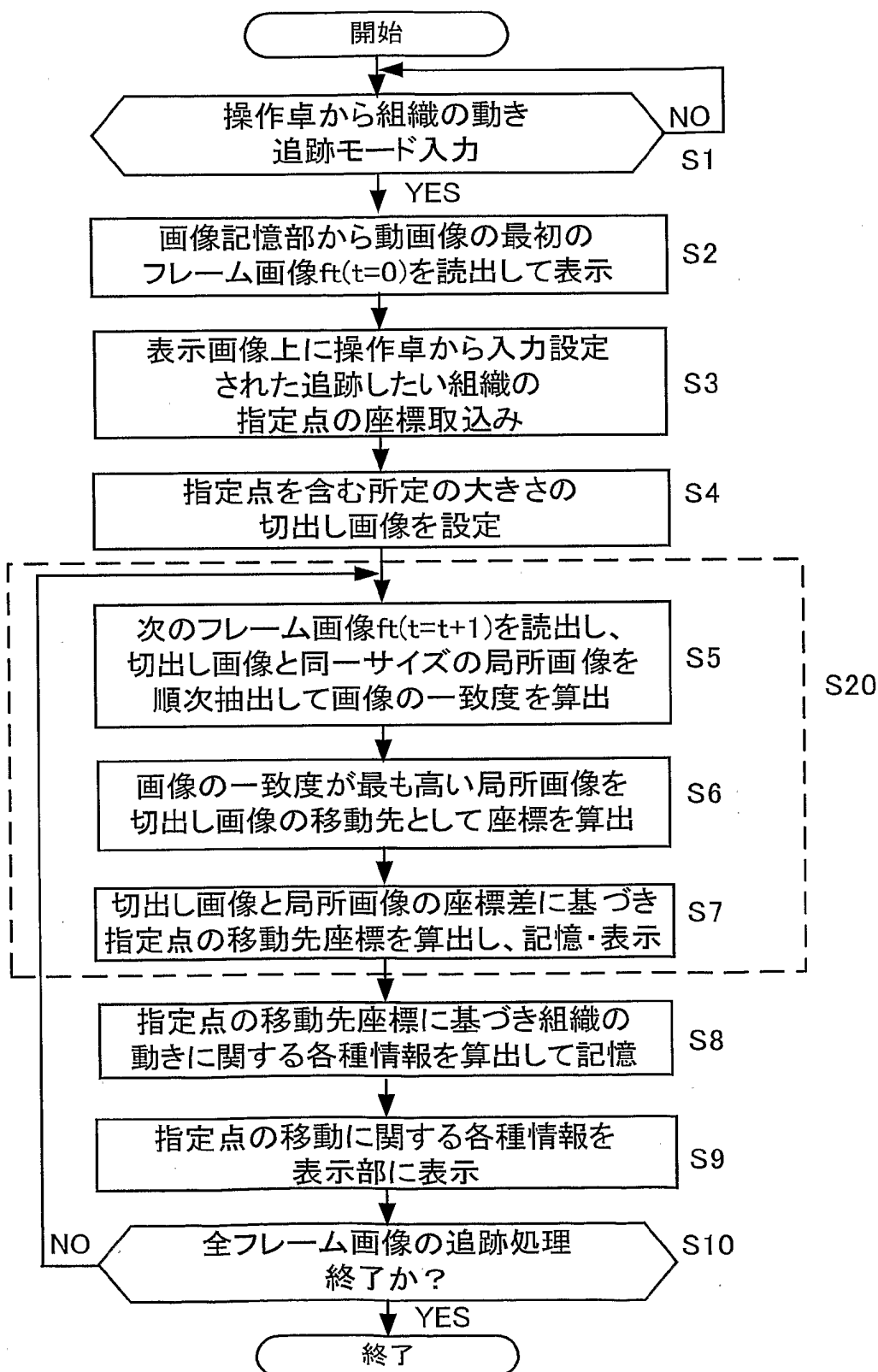
5        テップには、前記関心領域に対応させて基準点を定め、該基準点を含むサイズの切出し画像を前記一フレーム画像に設定することと、第 5 ステップには、該記憶された前記基準点の移動先座標に基づいて前記関心領域を規定する前記マークの移動先座標を求めて前記動画像の他のフレーム画像に重ねて表示することとを含むことを特徴とする請求項 18 記載の生体組織の動き追跡方法。

- 10        34.        前記追跡手段は、前記動画像の一フレーム画像と前記一フレーム画像に隣接するフレーム画像との間で前記画像情報の相関をとる相関手段を備え、該相関値から前記隣接するフレーム画像の前記所望の部位に対応する前記マークの位置情報を得ることを特徴とする請求項 1 記載の画像診断装置。



1/13

図1



2/13

図2

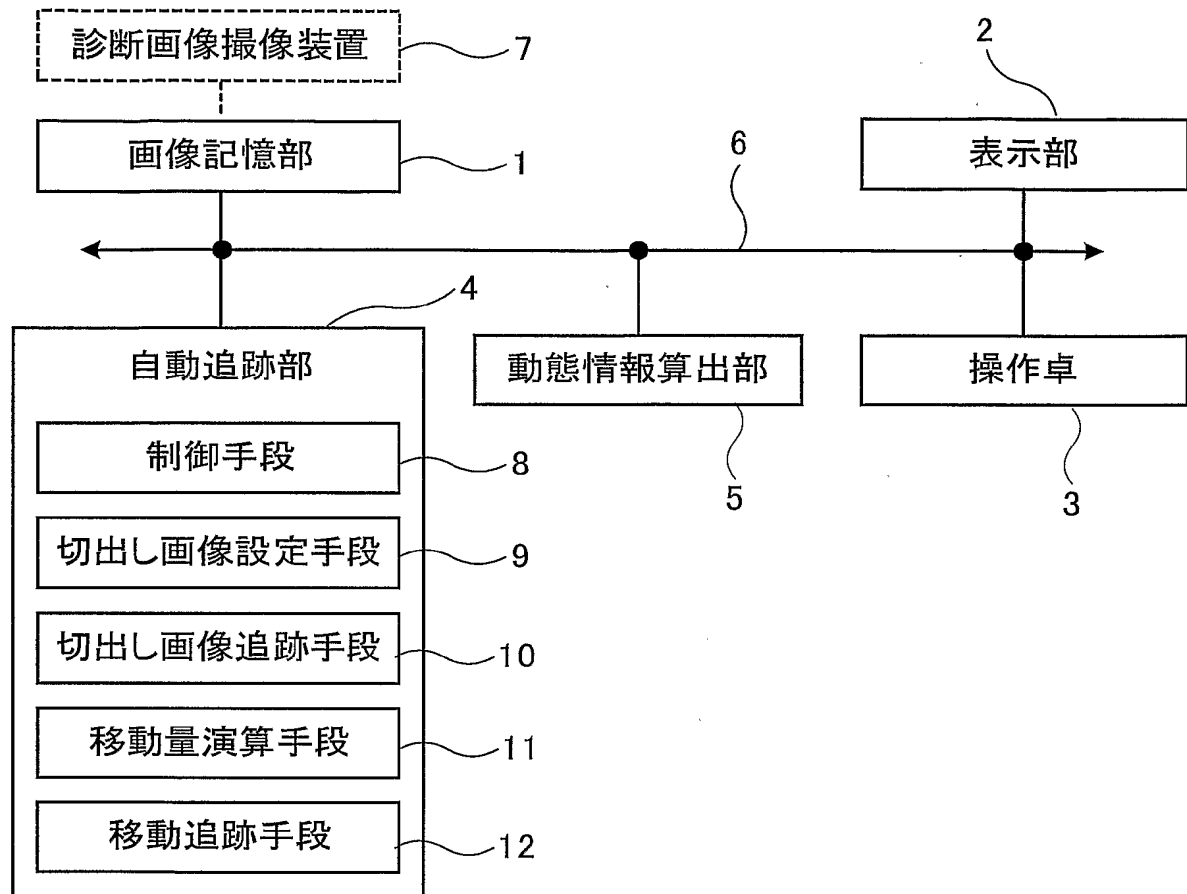


図3

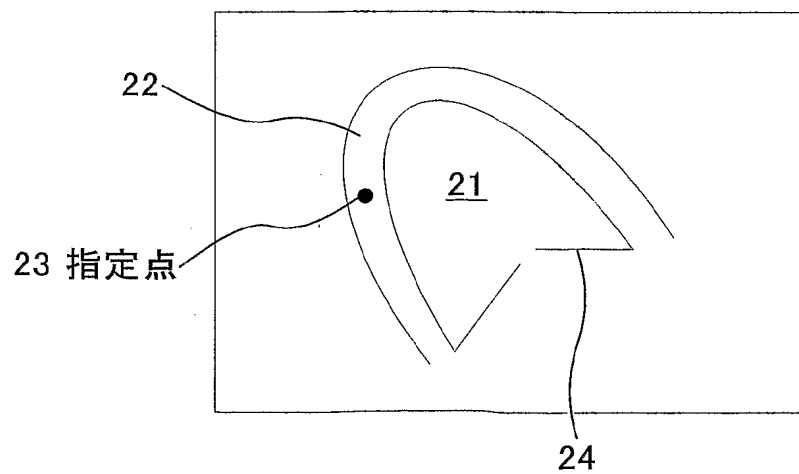
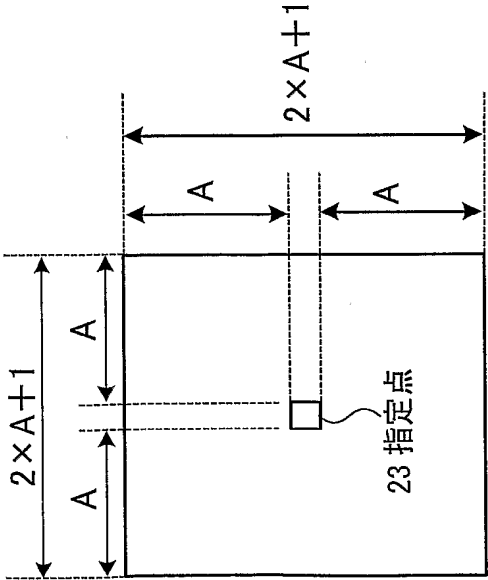


図4

(a)



(b)

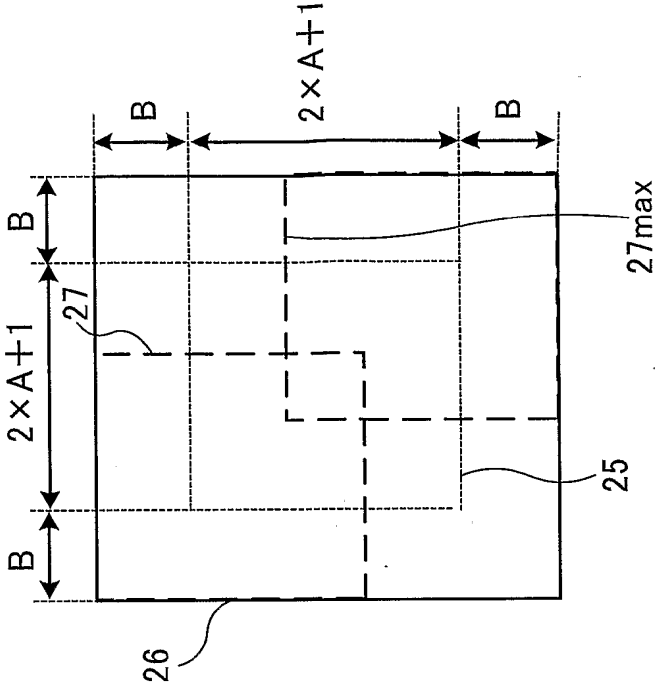
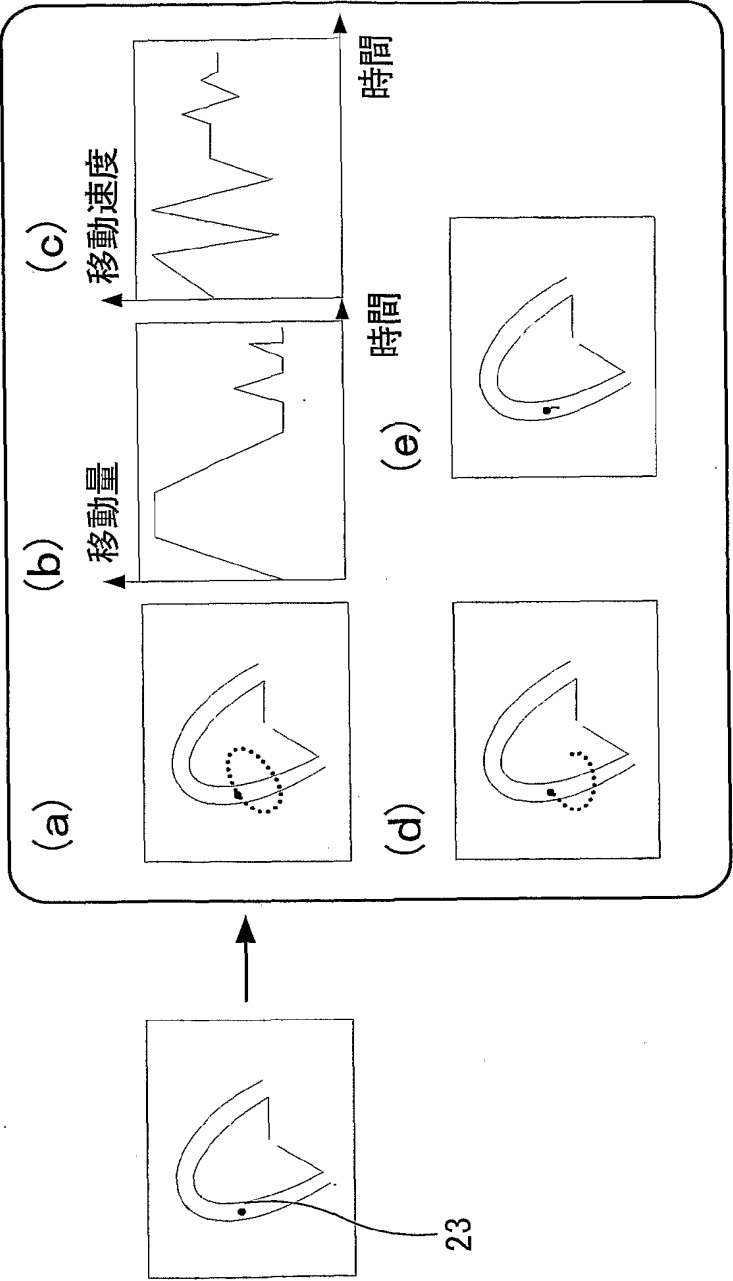


図5



5/13

図6

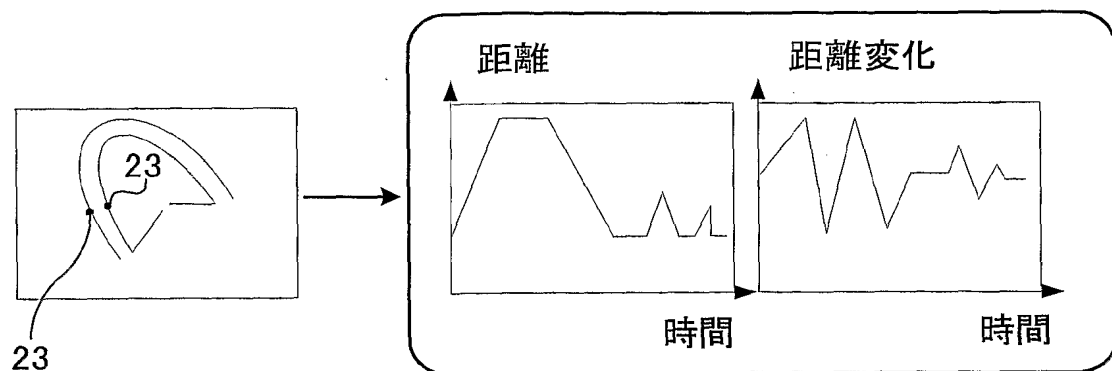


図9

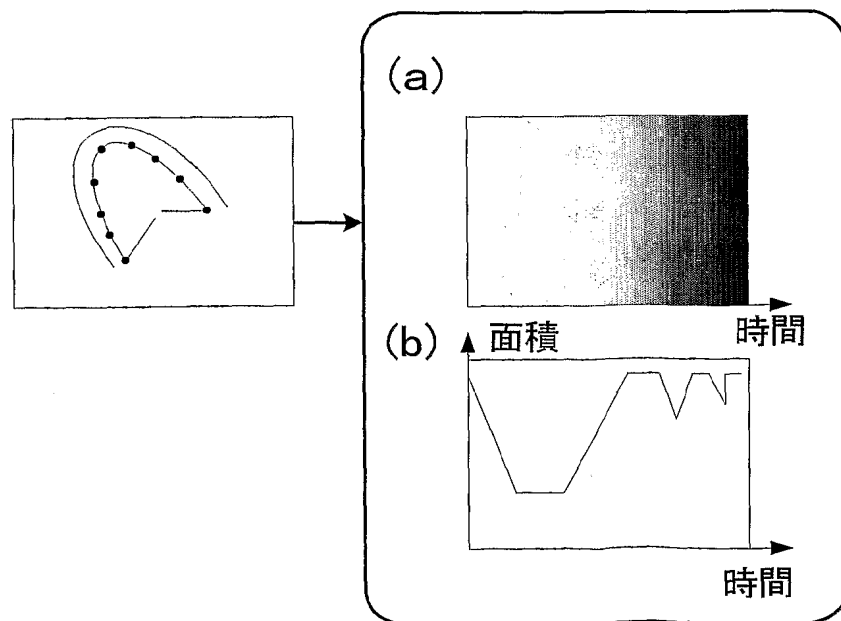


図7

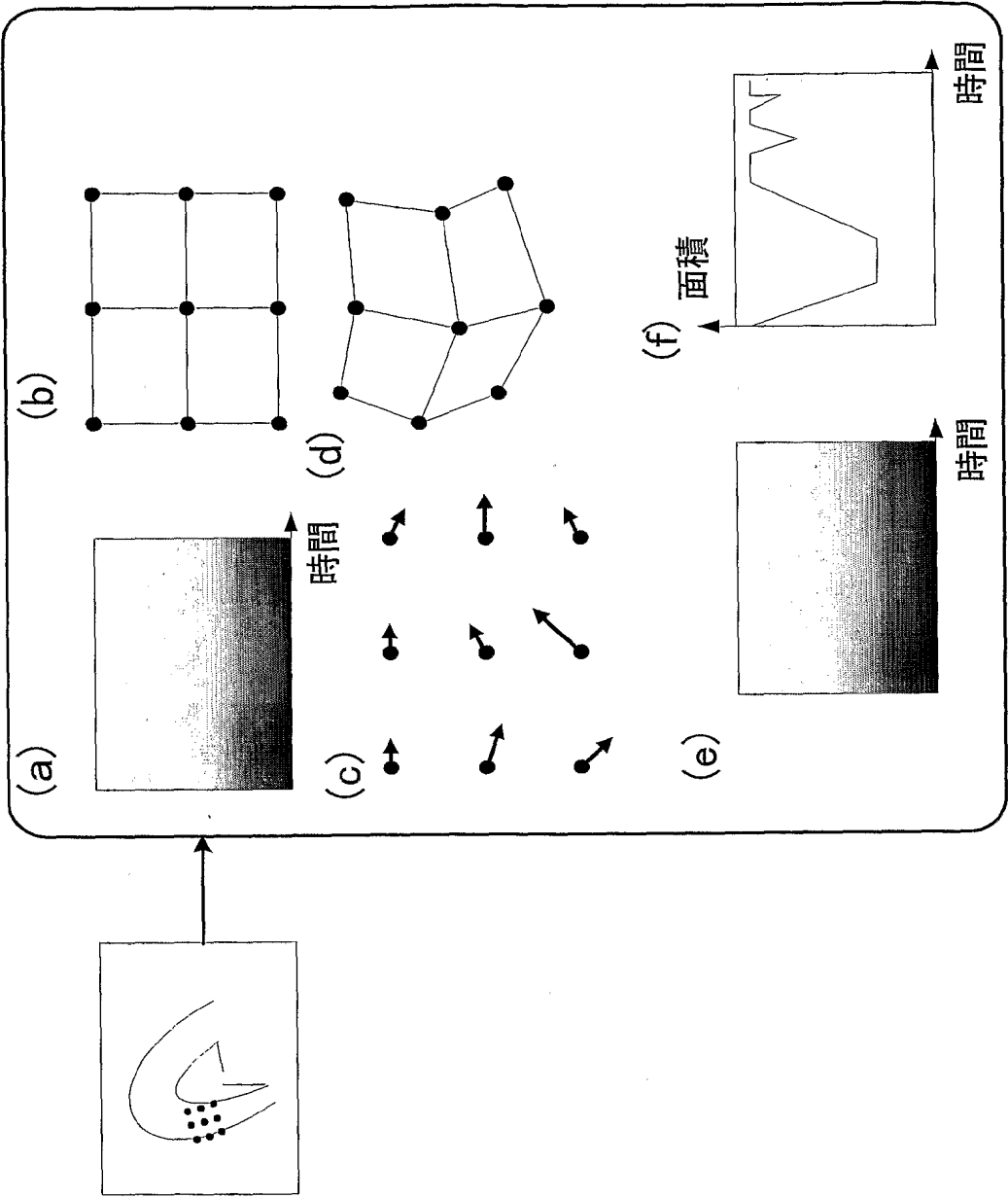
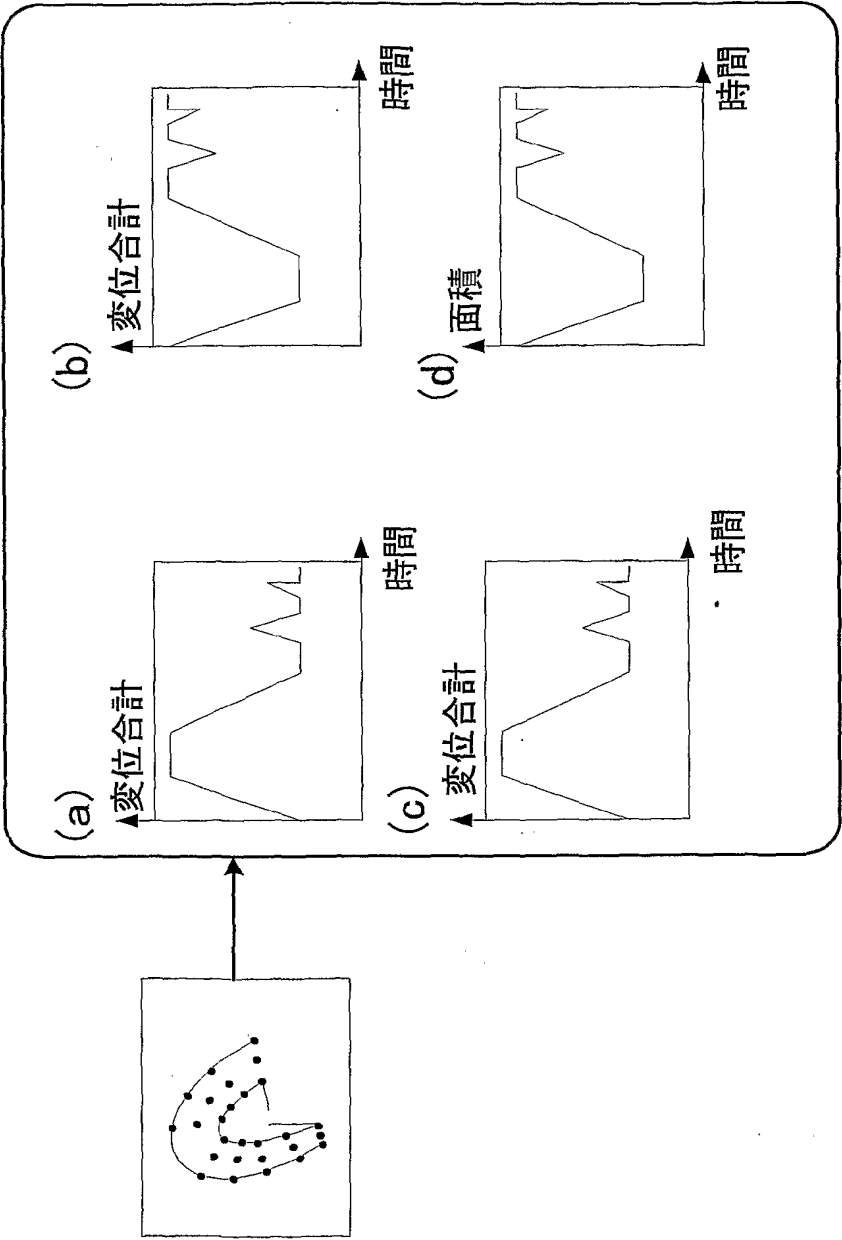
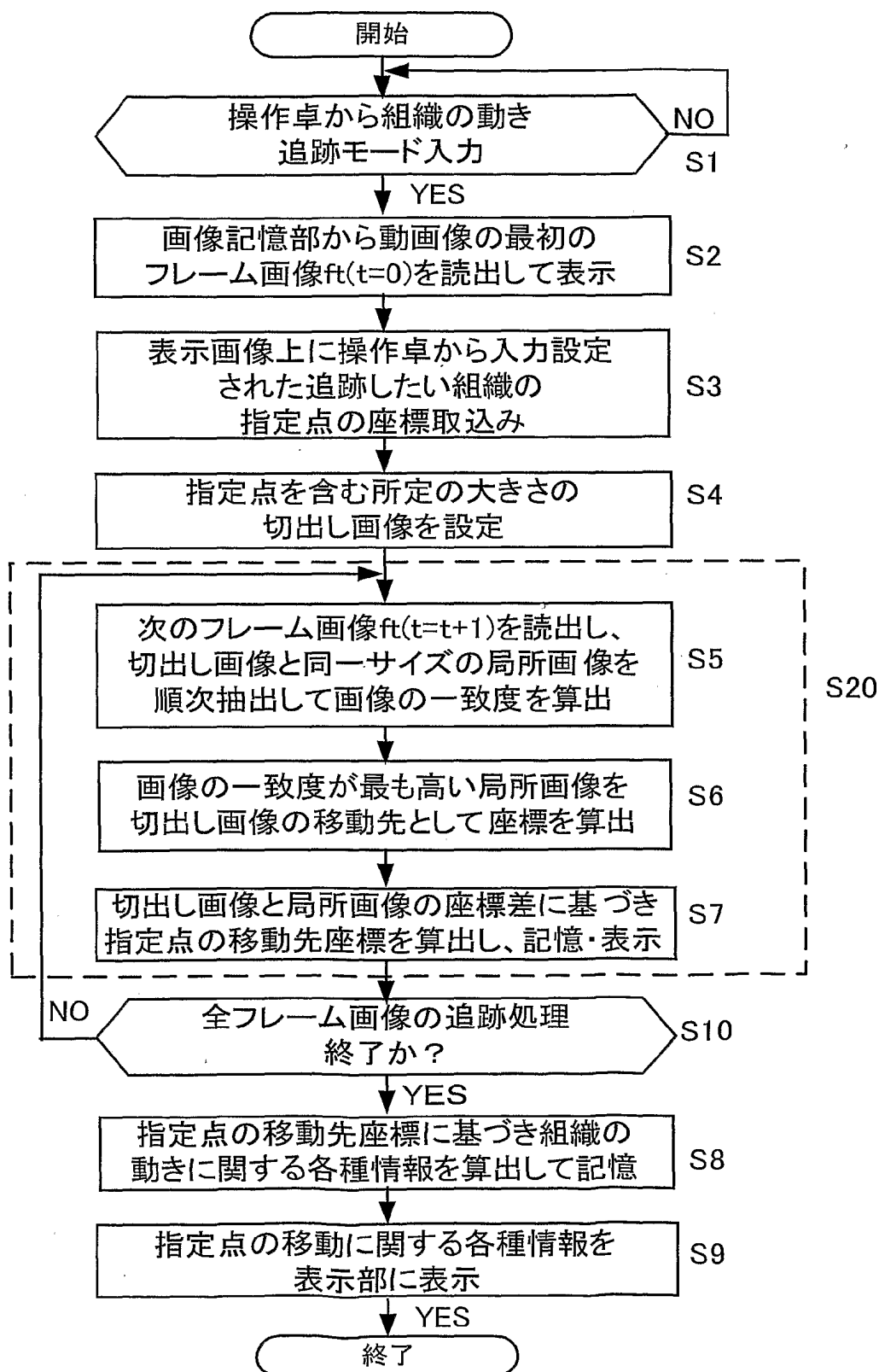


図8



8/13

図10





9/13

図11

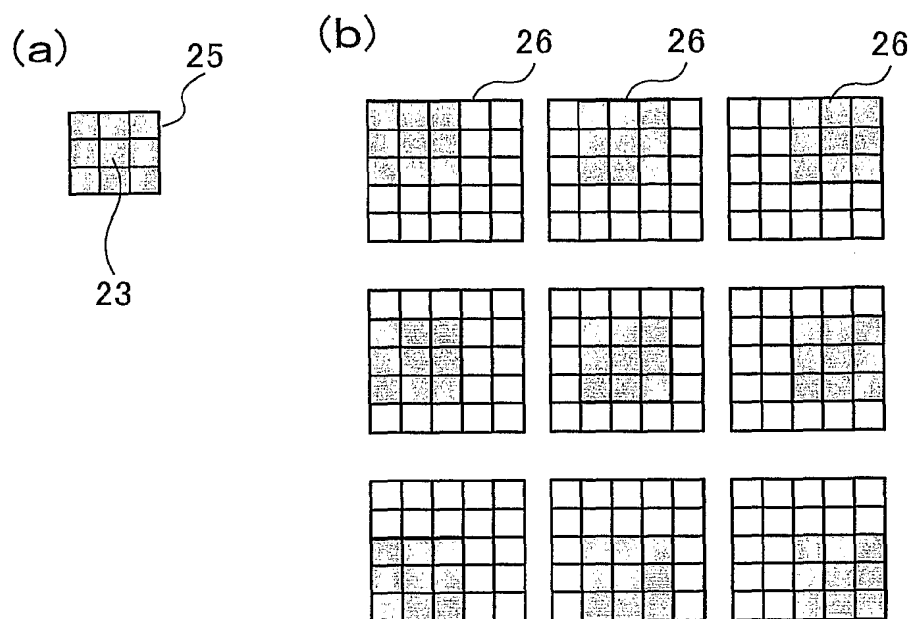
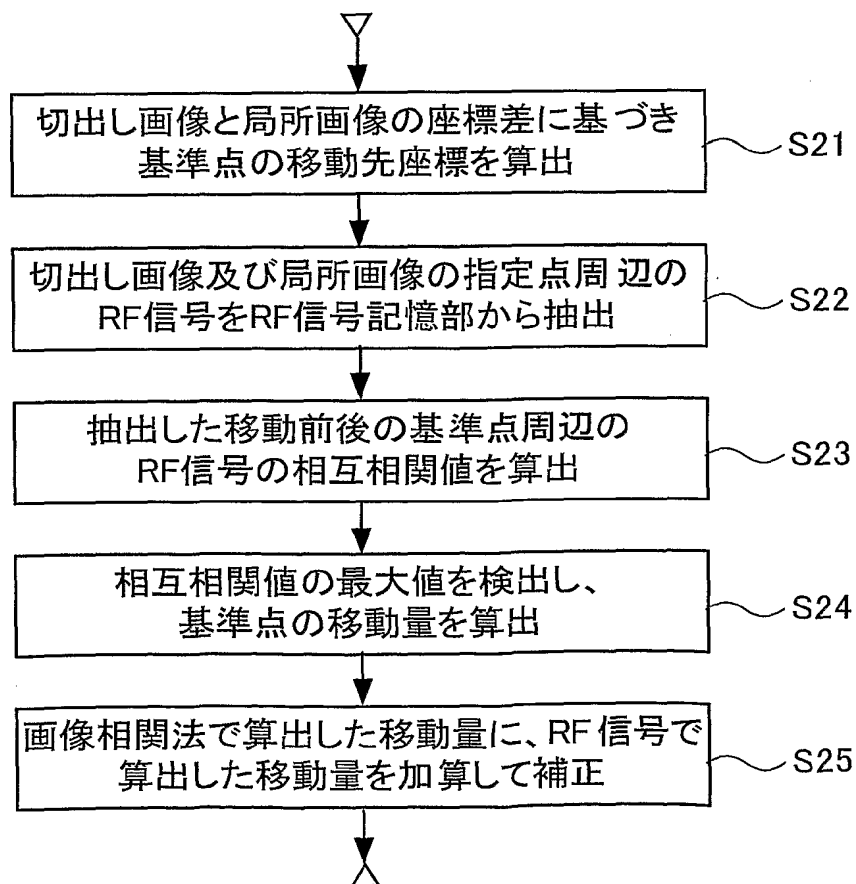
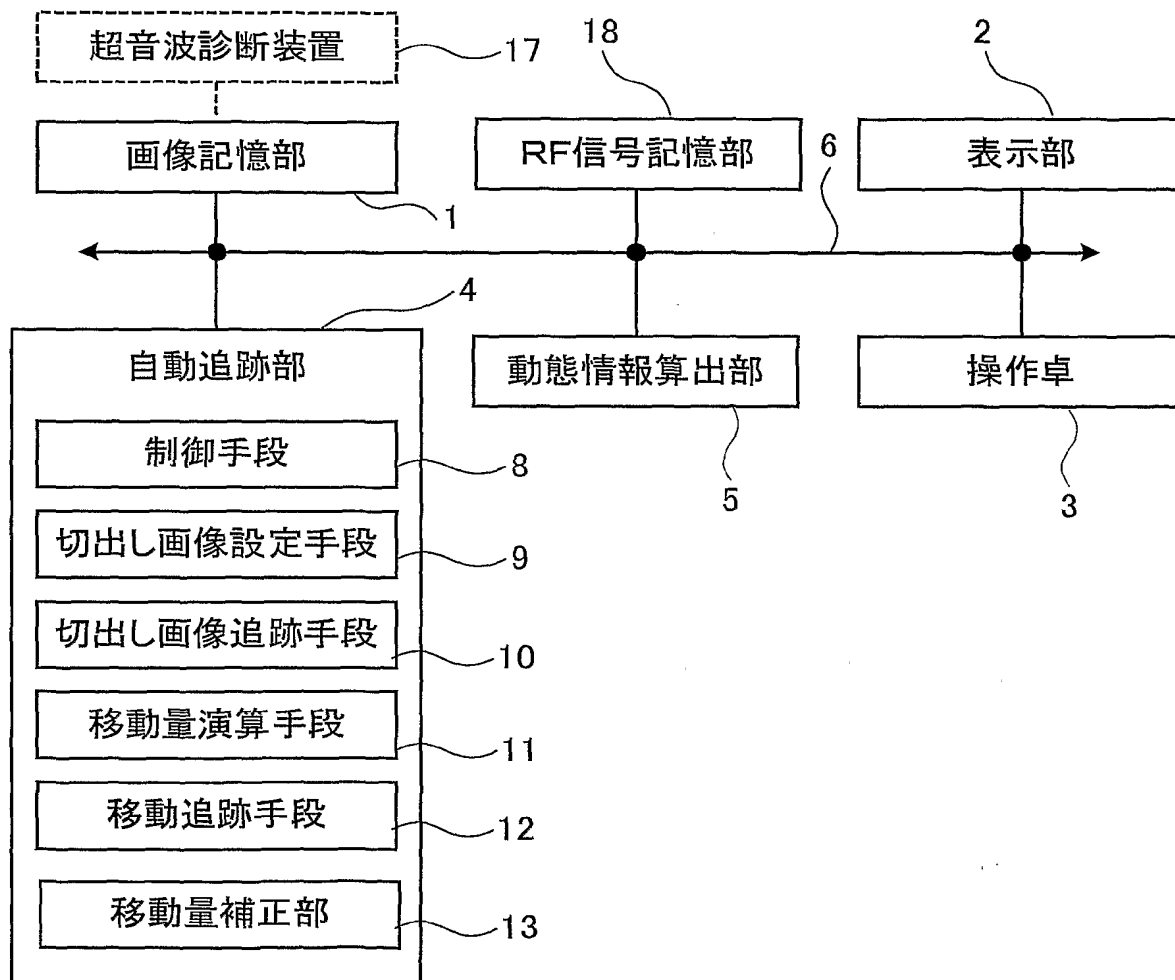


図13



10/13

図12



11/13

図14

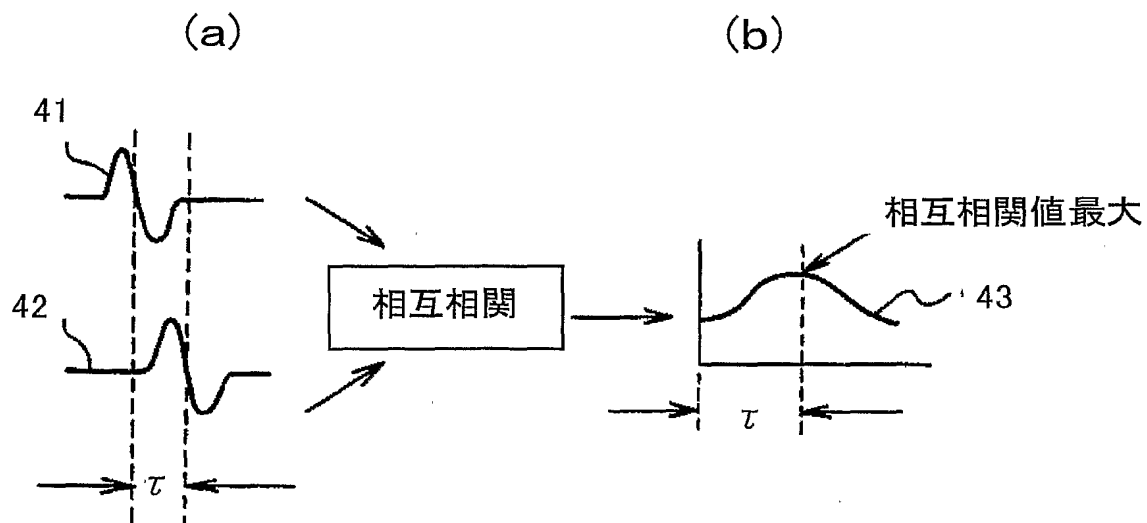
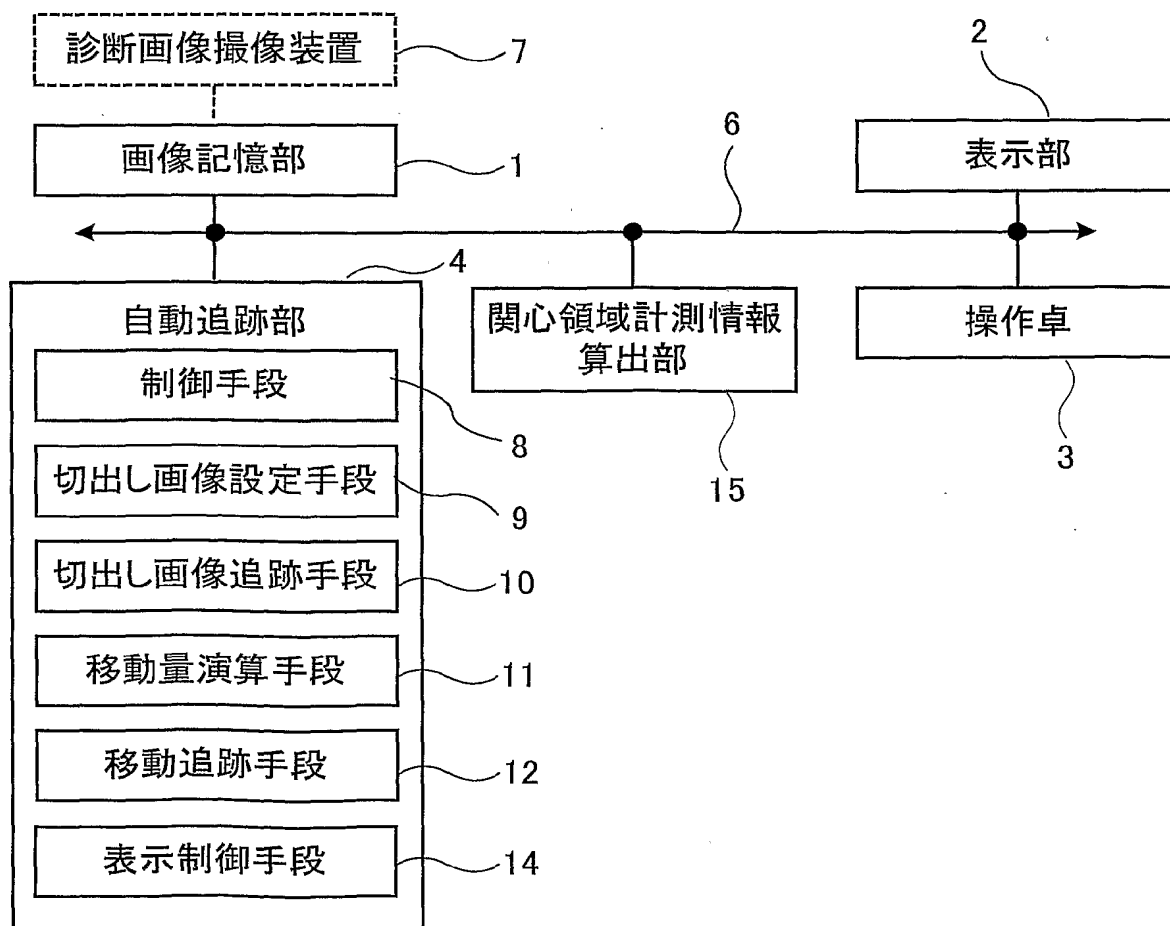


図15



12/13

図16

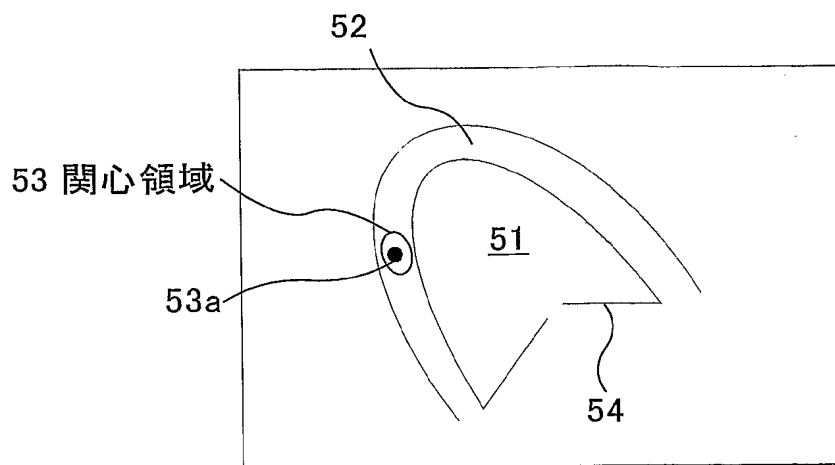


図17

(a)

(b)

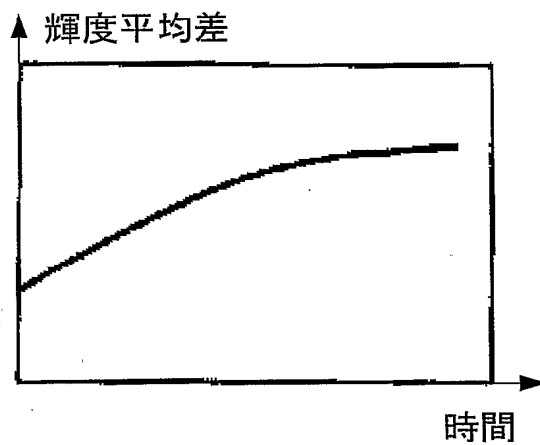
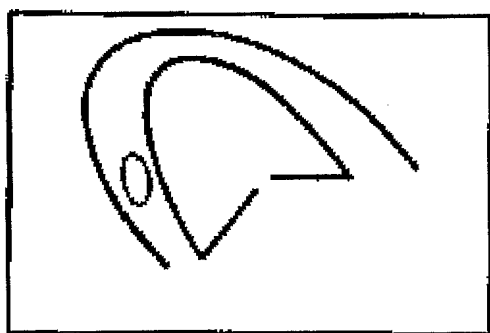
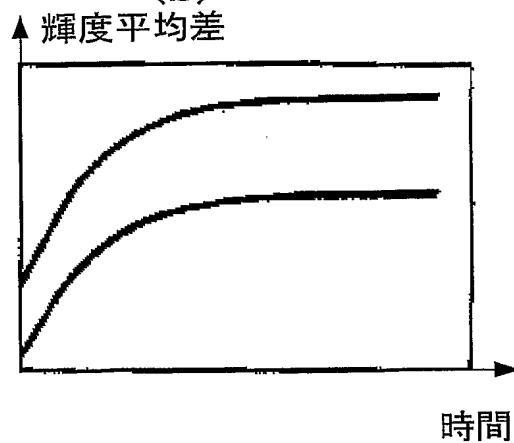
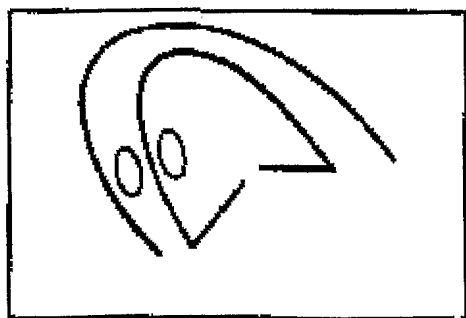


図18

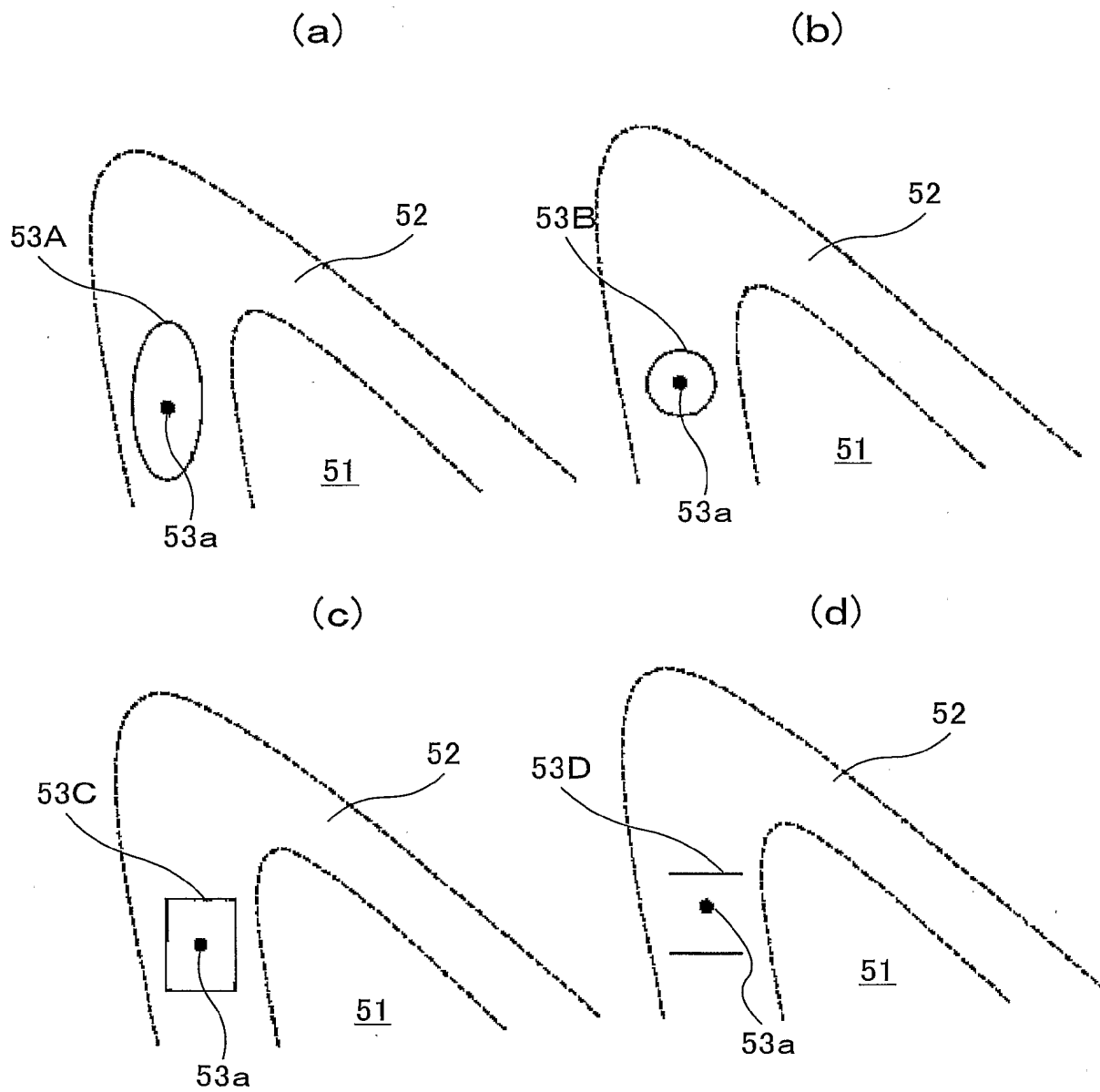
(a)

(b)



13/13

図 19



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11701

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/08

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2003  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2003 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2003

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JSTPlus FILE (JOIS)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2001-286474 A (Siemens Medical Systems, Inc.), 16 October, 2001 (16.10.01), Full text; all drawings & DE 10106877 A1	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	JP 8-624 A (Hitachi Medical Corp.), 09 January, 1996 (09.01.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	JP 9-122122 A (Aloka Co., Ltd.), 13 May, 1997 (13.05.97), Full text; all drawings (Family: none)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"E" earlier document but published on or after the international filing date	"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"&" document member of the same patent family
"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	
"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed	

Date of the actual completion of the international search  
12 December, 2003 (12.12.03)

Date of mailing of the international search report  
13 January, 2004 (13.01.04)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11701

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 8-84729 A (Toshiba Corp.), 02 April, 1996 (02.04.96), Full text; all drawings & US 5615680 A	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	JP 8-117236 A (Aloka Co., Ltd.), 14 May, 1996 (14.05.96), Full text; all drawings (Family: none)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	JP 10-262970 A (Toshiba Corp.), 06 October, 1998 (06.10.98), Full text; all drawings (Family: none)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	Mikio UMEHARA et al., "Shin Echo-zu ni Okeru Kyokusho Shinkinheki 2 Jigen Undo no Tsuiseki", The Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineer D-2, 25 February, 1996 (25.02.96), Vol.79, No.2, pages 286 to 294	1-6, 9-15, 18-22, 30-34

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No.

PCT/JP03/11701

**Box I Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)**

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
2. ☐ Claims Nos.:  
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:
3. ☐ Claims Nos.:  
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

**Box II Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)**

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

The technical feature common to claims 1-34 is the one disclosed in claim 1 or 18.

However, the search has revealed that this technical feature is not novel since it is disclosed in document JP2001-286474 A (Siemens Medical Systems, Inc.), 16 October, 2001 (16. 10. 01). Accordingly, the technical feature disclosed in claim 1 or 18 makes no contribution over the prior art and cannot be a special technical feature within the meaning of PCT Rule 13.2, second sentence.

(Continued to extra sheet)

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.
2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of any additional fee.
3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:
4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.: 1-6, 9-15, 18-22, 30-34

**Remark on Protest**

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest.  
☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP03/11701

Continuation of Box No. II of continuation of first sheet(1)

Consequently, there is no technical feature common to all the claims. Thus, it is obvious that the inventions of claims 1-6, 9-15, 18-22, 30-34, the inventions of claims 7, 23, the inventions of claims 8, 24, 25, the inventions of claims 16, 17, the inventions of claims 26, 27, 29, and the invention of claim 28 do not satisfy the requirement of unity of invention.

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/08

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2003年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2003年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2003年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)  
 JSTPlusファイル (JOIS)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 2001-286474 A (シーメンス メディカルシステムズ インコーポレイテッド) 2001. 10. 16 全文、全図 &DE 10106877 A1	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	J P 8-624 A (株式会社日立メディコ) 1996. 01. 09 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
 「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

12. 12. 03

国際調査報告の発送日

13.01.04

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊藤 幸仙

2W 3101

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	J P 9-122122 A (アロカ株式会社) 1997. 05. 13 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	J P 8-84729 A (株式会社東芝) 1996. 04. 02 全文、全図 &US 5615680 A	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	J P 8-117236 A (アロカ株式会社) 1996. 05. 14 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	J P 10-262970 A (株式会社東芝) 1998. 10. 06 全文、全図 (ファミリーなし)	1-6, 9-15, 18-22, 30-34
A	梅原幹雄他、心エコー図における局所心筋壁 2次元運動の追跡、 電子情報通信学会論文誌 D-2 1996. 02. 25 第79巻第2号 P. 286-294	1-6, 9-15, 18-22, 30-34

## 第Ⅰ欄 請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第８条第３項（PCT１７条（２）（a））の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

1. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。つまり、
2. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、
3. ☐ 請求の範囲 \_\_\_\_\_ は、従属請求の範囲であってPCT規則6.4(a)の第２文及び第３文の規定に従って記載されていない。

## 第Ⅱ欄 発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

請求の範囲１－３４に共通の事項は、請求の範囲１または１８に記載される事項である。

しかしながら、調査の結果、この事項は文献JP2001-286474 A（シーメンス メディカル システムズ インコーポレイテッド）、2001.10.16に開示されているから、新規ではないことが明らかとなった。してみると、上記請求の範囲１または１８に記載される事項は、先行技術の域を出ないから、PCT規則13.2の第２文の意味において、特別な技術的特徴とは認められない。

それゆえ、請求の範囲全てに共通の事項はない。よって、請求の範囲１－６、９－１５、１８－２２、３０－３４に記載される発明と、請求の範囲７、２３に記載される発明、請求の範囲８、２４、２５に記載される発明、請求の範囲１６、１７に記載される発明、請求の範囲２６、２７、２９に記載される発明、請求の範囲２８に記載される発明について、発明の単一性の要件を満たさないことが明らかである。

1. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求の範囲について作成した。
2. ☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求の範囲について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。
3. ☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求の範囲のみについて作成した。
4. ☒ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったため、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求の範囲について作成した。

請求の範囲 １－６， ９－１５， １８－２２， ３０－３４

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

- ☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあった。  
☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがなかった。